



**FACULDADE DE
MEDICINA DENTÁRIA**
UNIVERSIDADE DO PORTO

Artigo de Investigação Médico Dentário

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Planos de mordida: a análise da microdureza de três tipos de materiais diferentes utilizados em Ortodontia

Pedro Miguel Lapa Dias

Orientadora:

Prof.^a Doutora Maria João Ponces

Coorientador:

Mestre Américo Ferraz

Porto, 2017

Autor

Pedro Miguel Lapa Dias

Estudante do 5º Ano do Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Número de Aluno: 201205549

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Contacto Telefónico: +351911562091

Endereço eletrónico: mimd12122@fmd.up.pt

plapa21@hotmail.com

Orientadora

Prof.^a Doutora Maria João Ponces

Professora Auxiliar da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Coorientador

Mestre Américo Ferraz

Mestre em Ortodontia pela FMDUP

Agradecimentos

À minha orientadora, Prof.^a Doutora Maria João Ponces, por toda a disponibilidade na orientação dos trabalhos e no apoio demonstrados ao longo destes meses, e também por todo o conhecimento transmitido na concretização deste projeto.

Ao meu coorientador, Mestre Américo Ferraz, sem o seu suporte e simpatia, não seria possível a execução deste projeto.

Ao Prof. Doutor Afonso Pinhão Ferreira, pelo interesse demonstrado e pelo acompanhamento atento da elaboração deste projeto.

Ao Departamento de Anatomia e Histologia Dentária da FMDUP, na pessoa do Prof. Doutor Pedro Mesquita, e à Sra. D. Ana Mota por terem criado todas as condições necessárias para a execução da fase inicial do projeto.

Ao Prof. Doutor Jaime Portugal, por ter disponibilizado os laboratórios da FMDUL e também a sua experiência na execução dos testes efetuados.

Aos meus pais e irmão, pelo amor, pelo apoio, pela paciência, pela motivação, e por estarem sempre presentes. Sem eles isto não seria possível!

À minha namorada, Patrícia, por todo o amor e carinho, pela compreensão e apoio, todos os dias.

A toda a minha família, por todo o apoio demonstrado ao longo desta etapa.

Ao Ricardo, pelo companheirismo e pela boa disposição, que tornaram esta árdua tarefa mais simples de realizar.

Aos meus amigos e colegas de faculdade, por todos os bons momentos e experiências vividas ao longo destes 5 anos.

A todos aqueles que de uma forma ou de outra me ajudaram a chegar aqui e a concluir esta etapa muito importante na minha vida.

Índice

Índice de tabelas	V
Índice de gráficos	VI
Índice de figuras	VII
Resumo	VIII
Palavras-chave.....	IX
Abstract	X
Keywords.....	XI
Introdução	1
Material e Métodos.....	4
Introdução	4
Revisão da Literatura	4
Considerações éticas.....	4
Amostra do estudo	5
Protocolo experimental	6
Análise Estatística.....	10
Resultados	11
Discussão.....	16
Conclusões.....	21
Referências Bibliográficas.....	22
Anexos	26

Índice de tabelas

Tabela I – Materiais testados.	5
Tabelas II e III – Média, desvio padrão, erro padrão, limites superior e inferior para um intervalo de confiança para a média de 95%, mínimo e máximo dos resultados obtidos nos testes no microdurómetro dos quatro grupos da amostra (Os valores apresentados encontram-se nas unidades de $\text{kg} \cdot \text{mm}^{-2}$).....	11
Tabela IV – Teste de Normalidade (Teste de Shapiro-Wilk).	13
Tabela V – Homogeneidade de Variâncias (Teste de <i>Levene</i>).	13
Tabela VI – Teste de ANOVA.....	14
Tabela VII – Tabela dos Subconjuntos Homogêneos (Teste de Tukey HSD)	14
Tabela VIII – Resultados de vários estudos a comparar a microdureza de materiais equivalentes aos testados no presente estudo.	17

Índice de gráficos

Gráfico 1 – Box-plots da microdureza por grupo (os valores apresentados encontram-se nas unidades de $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$).....	12
---	----

Índice de figuras

Figuras 1, 2, 3 e 4 – Os quatro cimentos usados no estudo (Spectrum®TPH®3, Twinky Star®, GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix e OptiBand™ Ultra).	6
Figura 5 – Colocação de Spectrum®TPH®3 no centro das anilhas metálicas.	6
Figura 6 – O fotopolimerizador LED Bluephase® 20i (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).	7
Figura 7 – A saliva artificial usada neste estudo.	7
Figura 8 – Anilhas com Twinky Star® armazenadas em saliva artificial.	7
Figura 9 – Processo de envelhecimento dos materiais anilhados, em banho-maria.....	8
Figura 10 – As anilhas com GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix antes de serem submetidas aos testes.....	8
Figura 11 – O microdurómetro Duramin (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca).	9
Figura 12 – Introdução dos valores de referência usados no teste no microdurómetro. .	9
Figura 13 – Imagem do segundo teste efetuado na terceira anilha preparada com OptiBand™ Ultra.	10
Figura 14 – Potência do teste realizado, recorrendo a análises <i>post-hoc</i>	15

Resumo

Introdução: Os planos de mordida são dispositivos amplamente usados em Ortodontia e podem ser usados com diversos objetivos, tanto na maxila como na mandíbula, aplicados nas superfícies oclusais dos dentes posteriores e nas linguais dos anteriores. Usam-se como dispositivos auxiliares no tratamento da mordida aberta anterior, atuando de modo a provocar a intrusão dos segmentos dentários posteriores superiores e inferiores, no levantamento da mordida para descruzar as mordidas cruzadas anteriores e posteriores e ainda para desbloquear a oclusão e intruir os dentes anteriores nas mordidas profundas.

Objetivos: Testar *in-vitro* a microdureza de quatro cimentos diferentes: Spectrum®TPH®3 (Dentsply DeTrey GmbH, Constança, Alemanha), Twinky Star® (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha), GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix (GC America Inc., Alsip, EUA) e OptiBand™ Ultra (Ormco Corporation, Orange, EUA) e determinar qual o material mecanicamente mais adequado, tendo em conta os intervalos de microdureza indispensáveis à confecção de planos de mordida.

Metodologia: A amostra consistiu em 60 anilhas metálicas, agrupadas em quatro grupos de 15 elementos de acordo com o material com que o centro da anilha foi preenchido: resina composta (15 anilhas com Spectrum®TPH®3 - GS), compómero (15 anilhas com Twinky Star® - GT), ionómero de vidro modificado por resina de polimerização dual (15 anilhas com GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix - GF) e ionómero de vidro modificado por resina fotopolimerizável (15 anilhas com OptiBand™ Ultra - GO). Após fotopolimerização dos materiais no centro das anilhas, estas foram armazenadas em saliva artificial. De seguida, foram colocadas em banho-maria durante 65 horas a uma temperatura de 37,5°C de modo a simular o processo de envelhecimento nos materiais. Depois disto, as anilhas foram testadas através do teste de dureza de *Knoop* no microdurómetro Duramin (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca) previamente calibrado com os valores de referência a serem usados no teste (Press Load: 1,96N; Press Time: 10s; Objective: 10x). Por fim, realizou-se um estudo exploratório e recorreu-se à estatística descritiva para a análise dos resultados obtidos.

Resultados: Os grupos que apresentaram os valores médios de dureza mais elevados foram GO (41,1933 kgf·mm⁻²) e o GS (40,7000 kgf·mm⁻²), tendo o grupo GF apresentado o valor médio mais baixo (23,2400 kgf·mm⁻²). No teste de Shapiro-Wilk.

todos os grupos com exceção do GS ($P=0,046$) seguiram uma distribuição normal. Através dos testes de *Levene* e de ANOVA constatou-se, respetivamente, não haver homogeneidade de variâncias ($P=0,003$) e a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os quatro grupos. Já com o recurso ao teste de Tukey HSD verificou-se que apenas entre o GS e o GO não se encontravam diferenças estatisticamente significativas ($P=0,947$).

Conclusões: Tendo em conta os resultados obtidos e os condicionalismos experimentais, podemos concluir que, de entre os materiais testados e em função das forças de mastigação aplicadas pelos diferentes padrões de tipologia facial, o Optiband™ Ultra é o material que melhor se adequa ao uso como plano de mordida em Ortodontia.

Palavras-chave

Occlusal stops, bite blocks, posterior turbo bite, anterior open bite, anterior crossbite, deep bite, polyacid-modified composite resin cements, composite resin cements, modified glass ionomer cements, hardness.

Abstract

Introduction: The bite blocks are devices widely used in Orthodontics and can be used for various purposes, in both the maxilla and the mandible, applied in the occlusal surfaces of the posterior teeth and lingual surfaces of the anterior teeth, with several objectives. They are used as auxiliary devices in the treatment of anterior open bite, acting to cause intrusion of the upper and lower posterior dental segments, in bite lifting to uncross anterior and posterior cross bites, and still to unblock the occlusion and cause the intrusion of anterior teeth in deep bites.

Objectives: Test *in-vitro* the microhardness of four different cements: Spectrum®TPH®3 (Dentsply DeTrey GmbH, Constanta, Germany), Twinky Star® (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany), GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix , Alsip, USA) and OptiBand™ Ultra (Ormco Corporation, Orange, USA) and to determine which material is mechanically more suitable, taking into account the microhardness ranges required for the preparation of bite blocks.

Methodology: The sample consisted of 60 metal washers, grouped in four groups of 15 elements according to the material with which the center of the washer was filled: composite resin (15 washers with Spectrum®TPH®3 - GS), compomer (15 washers with Twinky Star® – GT), dual polymerization resin modified glass ionomer (15 washers with GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix - GF) and photopolymerizable resin modified glass ionomer (15 washers with OptiBand™ Ultra - GO). After photopolymerization of the materials in the center of the washers, these were stored in artificial saliva. Then, they were then placed in a water bath for 65 hours at a temperature of 37,5°C in order to simulate the aging process in the materials. After this, the washers were tested by the *Knoop* hardness test on the Duramin microdurometer (Struers A/S, Ballerup, Denmark) previously calibrated with the reference values to be used in the test (Press Load: 1.96N; Press Time: 10s; Objective: 10x). Finally, an exploratory study was carried out and descriptive statistics were used to analyze the results obtained.

Results: The groups that presented the highest mean values of hardness were GO (41,1933 kgf·mm⁻²) and GS (40,7000 kgf·mm⁻²), with the GF group presenting the lowest mean value (23,2400 kgf·mm⁻²). In the Shapiro-Wilk. test all groups except GS (P = 0.046) followed a normal distribution. The *Levene* and ANOVA tests showed, respectively, no homogeneity of variances (P = 0.003) and the existence of statistically

significant differences between the four groups. With the use of the Tukey HSD test, it was verified that only between GS and GO were not found statistically significant differences ($P = 0.947$).

Conclusions: Considering the results obtained and the experimental constraints, we can conclude that, of the materials tested and in accordance with the chewing forces applied by the different patterns of facial typology, Optiband™ Ultra is the material that best fits the use as a bite block in Orthodontics.

Keywords

Occlusal stops, bite blocks, posterior turbo bite, anterior open bite, anterior crossbite, deep bite, polyacid-modified composite resin cements, composite resin cements, modified glass ionomer cements, hardness.

Introdução

Os planos de mordida são amplamente usados em Ortodontia, com diferentes objetivos. Usam-se como dispositivos auxiliares no tratamento da mordida aberta anterior, atuando de modo a provocar a intrusão dos segmentos dentários posteriores superiores e inferiores (1-3), no levantamento da mordida para descruzar as mordidas cruzadas anteriores (4, 5) e/ou posteriores (6) e para intruir os dentes anteriores nas mordidas profundas (7-9). Podem também ser aplicados para evitar interferências dentárias e desbloquear a oclusão (10).

A mordida aberta anterior, é uma má-oclusão que se caracteriza por uma ausência de sobremordida vertical ao nível dos dentes anteriores, quando os dentes posteriores ocluem. Quando a alteração dento-alveolar se acompanha de alterações verticais ósseas basais, surge também um aumento da altura facial inferior, podendo a altura dentoalveolar posterior estar também aumentada (11). Algumas das formas terapêuticas de abordar a mordida aberta anterior passam pela extrusão dos segmentos anteriores, pela intrusão dos segmentos posteriores, a associação de ambas as estratégias ou pela mesialização de dentes posteriores para promover uma rotação anti-horária do eixo facial (12). A intrusão dos segmentos posteriores pode ser obtida com planos de mordida. São constituídos por materiais, habitualmente resinas compostas, que podem ser usados tanto na maxila como na mandíbula, e que se adaptam às superfícies oclusais dos dentes posteriores (2). Ao efetuarem a intrusão dentária, estes planos permitem que o crescimento condilar ocorrido no decorrer do tratamento possa, por sua vez, promover a rotação anti-horária da mandíbula (13). Estes planos são também usados no tratamento intercetivo de mordidas cruzadas, nomeadamente da mordida cruzada anterior, funcionando como um desbloqueador oclusal. Ao remover as interferências incisivas, permite que a mordida cruzada anterior possa ser corrigida (4, 5). Têm utilidade ainda nos casos de mordida profunda, onde é necessário que ocorra desenvolvimento da dimensão vertical dos processos dentoalveolares posteriores, sendo colocados nos setores dentários anteriores àqueles em que se pretende que ocorra a extrusão (7-9).

São diversos os materiais utilizados na confecção dos planos de mordida, nomeadamente, o ionómero de vidro modificado por resina (14-16), o compómero (17-19) e a resina composta (20-22). Os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina têm sido bastante usados nos últimos anos. De facto, parecem combinar as propriedades favoráveis tanto dos ionómeros de vidro (capacidade de absorver e libertar fluoretos e adesão química ao esmalte e à dentina, mesmo na presença de humidade) como das resinas (fotoativação e resistência física aumentada) (23). Apresentam ainda outras vantagens como a baixa solubilidade na cavidade oral e a capacidade de suportarem elevadas forças compressivas e tenses (24).

Os compómeros não passam de resinas compostas que foram modificadas por poliácidos. Diferem dos ionómeros de vidro modificados por resina, por apresentarem quantidades de resina significativamente superiores na sua composição e por não serem ativados por uma reação ácido-base visto não possuírem água na sua composição. Apresentam ainda resistências superiores às forças tenses e compressivas, absorvendo menos água e libertando quantidades de flúor semelhantes (25, 26).

Já as resinas compostas, apresentam como vantagens o facto de exibirem uma maior força de ligação e serem fotopolimerizáveis num processo rápido que diminui o tempo de endurecimento do material (23, 27). Além disso, outra característica importante das resinas, é o facto de ser necessário efetuar ataque ácido e aplicar adesivo no esmalte e na dentina previamente à sua aplicação (28, 29).

Os produtos usados com estas finalidades ortodônticas, devem cumprir requisitos de desempenho de modo a que os objetivos do tratamento ortodôntico sejam assegurados e cumpridos. Assim, a resistência mecânica às forças de mastigação, entre outros parâmetros, afigura-se como uma propriedade indispensável do material selecionado.

Sendo a oferta de produtos comerciais com esta finalidade tão vasta quanto variada, os clínicos optam, por vezes, por produtos com princípios químicos diferentes. Essa seleção não se baseia em evidências científicas, mas meramente na experiência clínica individual ou em razões meramente circunstanciais.

Este estudo visa testar os três tipos de produtos químicos mais usados com essa finalidade: uma resina composta (Spectrum®TPH®3 (Dentsply DeTrey GmbH, Constança, Alemanha); um compómero (Twinky Star® (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) e dois ionómeros de vidro modificados por resina, sendo um de polimerização dual (GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix (GC America Inc., Alsip, EUA) e outro fotopolimerizável (OptiBand™ Ultra (Ormco Corporation, Orange, EUA). Desse modo procura justificar-se, em termos de propriedades físicas, quais serão os mais indicados para as finalidades ortodônticas a que se propõem. Inúmeros são os estudos que avaliaram a microdureza destes três tipos de materiais (30-39). Contudo, poucos a relacionaram com a especificidade deste tipo de aplicação clínica. Assim sendo, a questão que se coloca no presente estudo é saber qual dos produtos testados possui, em termos de microdureza, as características adequadas e compatíveis com as necessidades mecânicas solicitadas pelo tratamento ortodôntico.

Material e Métodos

Introdução

O processo desta investigação realizou-se em três etapas distintas. Na primeira fase, realizada no Laboratório de Anatomia Dentária e no Serviço de Ortodontia da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP), as amostras foram preparadas com os quatro materiais selecionados para o teste. Na segunda fase foram realizados os testes de força num microdurómetro, no Laboratório de Biomateriais da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa (FMDUL). Já a terceira etapa do trabalho, que envolveu a análise estatística dos resultados obtidos, foi concretizada de novo na FMDUP.

Revisão da Literatura

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica *online* através da *B-on* recorrendo, nomeadamente, às bases de dados da MEDLINE (*Pubmed*), ISI Web of Knowledge (*Thomson Reuters*) e SCOPUS (*Elsevier*), entre os meses de Setembro e Dezembro de 2016, e adaptando a estratégia de pesquisa à respetiva base de dados. A pesquisa foi limitada aos últimos 25 anos e aos idiomas de português e inglês. As palavras-chave utilizadas foram “occlusal stops”, “bite blocks”, “posterior turbo bite”, “buildups”, “anterior open bite”, “anterior crossbite”, “deep bite”, “polyacid-modified composite resin cements hardness”, “composite resin cements knoop hardness”, “modified glass ionomer cements knoop hardness “. De modo a complementar a informação recolhida, foram ainda consultados livros de texto disponíveis na biblioteca da FMDUP. A partir de um total de 66 artigos recolhidos e na sequência da análise com base na leitura dos resumos, selecionaram-se 38 artigos com interesse para os objetivos deste estudo. Foram também utilizados como complemento à pesquisa cinco livros.

Considerações éticas

Este projeto de investigação foi submetido à consideração da Comissão de Ética da FMDUP, onde foi aprovada a sua realização (Anexos). Visto não ter sido necessário o recurso a material humano na concretização do estudo, este não apresentava qualquer tipo de implicações éticas.

Amostra do estudo

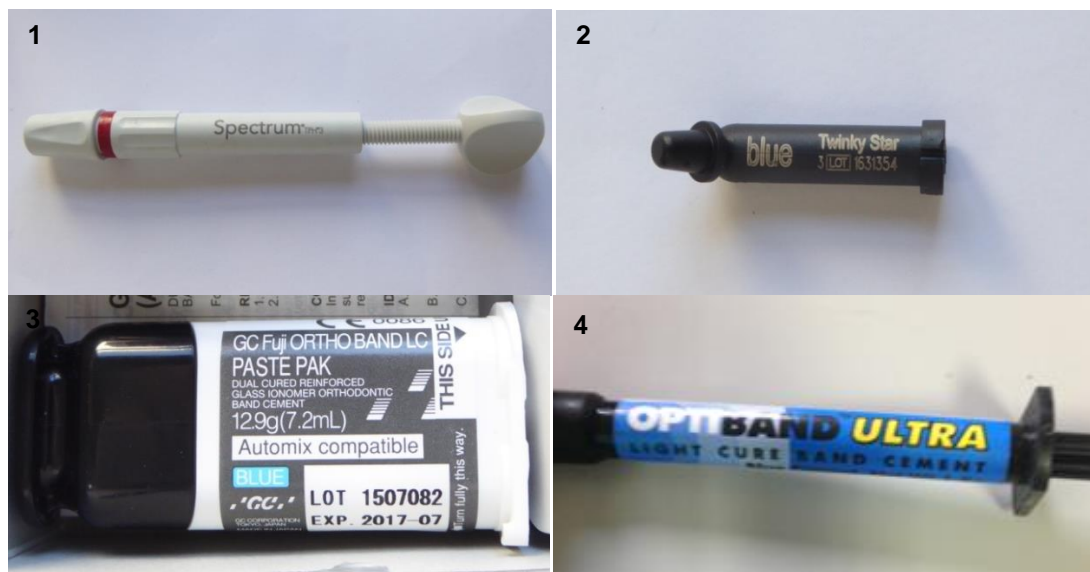
Para realizar o presente estudo experimental *in vitro* utilizaram-se quatro cimentos de marcas comerciais diferentes que foram colocados em anilhas metálicas, preenchendo o centro de cada anilha: uma resina composta (Spectrum®TPH®3), um compómero (Twinky Star®), e dois ionómeros de vidro modificados por resina, sendo um de polimerização dual (GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix) e outro fotopolimerizável (OptiBand™ Ultra) (Tabela I e Figuras 1 a 4);

1. Tipo de estudo – estudo experimental *in vitro*;
2. Tamanho da amostra – 60 anilhas preenchidas com diferentes materiais, 15 com a marca comercial Spectrum®TPH®3, 15 com a marca comercial Twinky Star®, 15 com a marca comercial GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix e 15 com a marca comercial OptiBand™ Ultra.

Material	Grupo	Tipo	Composição (%) *	Fabricante
Spectrum®TPH®3 Lote: 1407000294 Validade: 2017-02	GS (n=15)	Resina composta híbrida submicrônica (fotopolimerizável)	UDMA-Bis-GMA (2,5-<10); Bis-EMA (2,5-<10); TEGDMA (2,5-<10)	Dentsply DeTrey GmbH, Constança, Alemanha
Twinky Star® Lote:1631354 Validade: 2020-02	GT (n=15)	Resina composta modificada por poliácidos (fotopolimerizável)	Bis-GMA (10-25); DUDMA (10-25); TEGDMA (≤2,5).	VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha
GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix Lote: 1507082 Validade: 2017-07	GF (n=15)	Ionómero de vidro reforçado por resina (polimerização dual)	HEMA (20-25); UDMA (1-5); dimetacrilato (1-5); BHT (<0,5); ácido carboxílico polibásico (5-10)	GC America Inc., Alsip, EUA
OptiBand™ Ultra Lote: 6133053 Validade: 2018-10	GO (n=15)	Ionómero de vidro modificado por resina (fotopolimerizável)	Bis-EMA (10-30); TEGDMA (5-10); silano, diclorodimetil, produtos de reação com sílica (5-10); propilidinoetrimetanol, etoxilados, ésteres com ácido acrílico (1-5), DUDMA (1-5), TMSPMA (1-5); hexafluorosilicato de zinco (0,1-1)	Ormco Corporation, Orange, EUA

* Informação fornecida pelo fabricante

Tabela I – Materiais testados.



Figuras 1, 2, 3 e 4 – Os quatro cimentos usados no estudo (Spectrum®TPH®3, Twinky Star®, GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix e OptiBand™ Ultra).

Protocolo experimental

1 – Identificaram-se através de marcações distintas as 60 anilhas metálicas de acordo com o grupo a que pertenciam: Spectrum®TPH®3 - ●; Twinky Star® - ●●; GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix - ●●●; OptiBand™ Ultra - ●●●●;

2 – Dispuseram-se as 15 anilhas de cada um dos grupos sobre uma placa de vidro coberta por papel de acetato;

3 – Colocou-se no centro de cada uma das anilhas o material a testar (Figura 5), cobrindo depois as anilhas com papel de acetato e pressionando com outra placa de vidro, procurando obter superfícies lisas e regulares em ambos os lados das anilhas (diâmetro do centro das anilhas: 5mm; espessura do material colocado: 1mm);

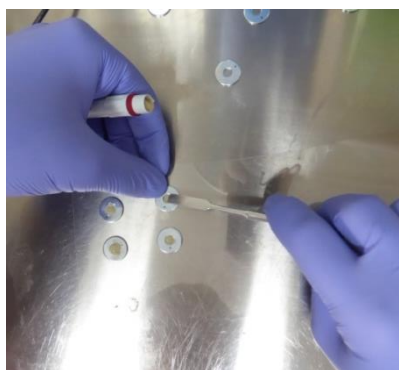


Figura 5 – Colocação de Spectrum®TPH®3 no centro das anilhas metálicas.

4 – Retirou-se a placa de vidro de cima das anilhas, e fotopolimerizou-se o material no centro das anilhas apenas no lado superior. A folha de acetato foi retirada apenas após a fotopolimerização, permitindo assim a penetração da luz e que a superfície do material continuasse lisa e regular (Figura 6).



Figura 6 – O fotopolimerizador LED Bluephase® 20i (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

5 – Armazenaram-se as anilhas em saliva artificial (Figuras 7 e 8);



Figura 7 – A saliva artificial usada neste estudo.

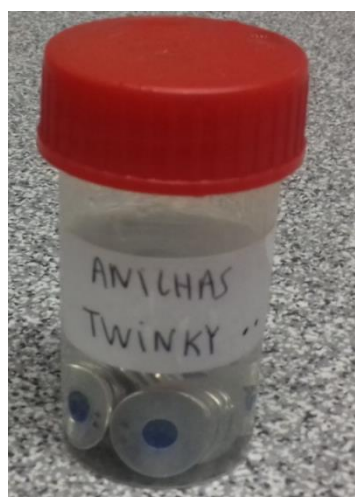


Figura 8 – Anilhas com Twinky Star® armazenadas em saliva artificial.

6 – Colocaram-se as anilhas em banho-maria, durante 65 horas a uma temperatura de 37,5°C, de modo a simular o processo de envelhecimento dos materiais (Figura 9);



Figura 9 – Processo de envelhecimento dos materiais anilhados, em banho-maria.

7 - Verificação das anilhas preparadas e armazenadas em saliva artificial. O material no centro deveria encontrar-se completamente plano e as anilhas aptas a serem colocadas no aparelho de testes, o microdurómetro Duramin (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca) (Figuras 10 e 11);



Figura 10 – As anilhas com GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix antes de serem submetidas aos testes.



Figura 11 – O microdurómetro Duramin (Struers A/S, Ballerup, Dinamarca).

8 – Utilização do teste de dureza de *Knoop* e calibração do microdurómetro para os valores de referência a serem usados no teste (Press Load: 1,96N; Press Time: 10s; Objective: 10x) (Figura 12);

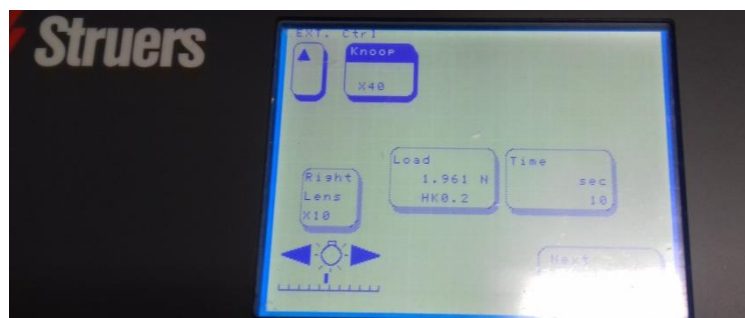


Figura 12 – Introdução dos valores de referência usados no teste no microdurómetro.

9 – Introduziu-se uma anilha de cada tipo de material utilizado (Spectrum[®]TPH[®]3 - ●; Twinky Star[®] - ●●; GC Fuji ORTHO[™] BAND LC Automix - ●●●; OptiBand[™] Ultra - ●●●●) no microdurómetro e realizou-se um primeiro teste para verificar o padrão de resposta de cada material e confirmar se a máquina estava definitivamente calibrada para a realização de todos os restantes testes, sempre com os mesmos parâmetros anteriormente definidos;

10 – Realizaram-se dois testes de forma aleatória no lado não fotopolimerizado em cada um dos 15 espécimes preparados com os quatro materiais utilizados e registaram-se os valores obtidos numa tabela do *Microsoft Office Excel*®;

11 – Guardaram-se as imagens referentes aos testes com os parâmetros escolhidos visíveis (Figura 13);

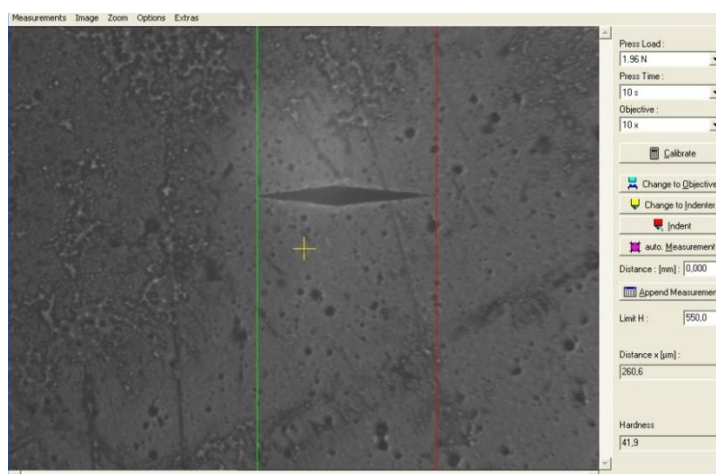


Figura 13 – Imagem do segundo teste efetuado na terceira anilha preparada com OptiBand™ Ultra.

12 – Após o registo de todos os valores obtidos, efetuou-se a média dos mesmos nos dois testes realizados em cada uma das anilhas e, depois, registou-se a média das 15 anilhas com cada um dos quatro materiais. Os valores obtidos usando o teste de *Knoop* estão nas unidades de $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$;

Análise Estatística

A análise dos resultados obtidos foi efetuada, recorrendo aos programas informáticos *Microsoft® Office Excel2010* (Microsoft Corporation, Washington, EUA) e *IBM® SPSS® Statistics 24* (IBM Corporation, Nova Iorque, EUA). Realizou-se um estudo exploratório e recorreu-se à estatística descritiva para a análise dos resultados obtidos. Para a apresentação dos resultados obtidos, antecédidos da respetiva análise, recorreu-se ao uso de gráficos e tabelas. Foi também verificada a potência do teste, utilizando o programa informático *G*Power: Statistical Power Analyses for Windows®*, versão 3.1.9.2. (Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Düsseldorf, Alemanha).

Resultados

A amostra total deste estudo engloba 60 anilhas metálicas (n=60), que estão divididas em quatro grupos de 15 anilhas cada, tendo em conta o material com que foram preparadas: GS (Spectrum®TPH®3, n=15), GT (Twinky Star®, n=15), GF (GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix, n=15) e GO (OptiBand™ Ultra, n=15). Todos os testes realizados foram válidos, não ocorrendo qualquer tipo de falha pré-teste.

Nas tabelas II e III, apresentam-se para os quatro grupos os resultados obtidos após a realização dos testes no microdurómetro. Apresentam-se a média, o desvio padrão, o erro padrão, os limites superior e inferior para um intervalo de confiança para a média de 95% e o mínimo e o máximo para cada um dos grupos.

Material	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão
GS	15	40,4700	5,01091	1,29381
GT	15	31,4400	4,24707	1,09659
GF	15	23,2400	1,35978	0,35109
GO	15	41,1933	2,76889	0,71492
Total	60	34,0858	8,20900	1,05978

Tabela II

Material	Intervalo de Confiança de 95% para a Média		Mínimo	Máximo
	Limite Inferior	Limite Superior		
GS	37,6951	43,2449	35,10	53,45
GT	29,0881	33,7919	24,90	37,60
GF	22,4870	23,9930	21,00	26,05
GO	39,6600	42,7267	36,10	46,00
Total	31,9652	36,2064	21,00	53,45

Tabela III

Tabelas II e III – Média, desvio padrão, erro padrão, limites superior e inferior para um intervalo de confiança para a média de 95%, mínimo e máximo dos resultados obtidos nos testes no microdurómetro dos quatro grupos da amostra (Os valores apresentados encontram-se nas unidades de $\text{kgf} \cdot \text{mm}^{-2}$).

Nestas tabelas podemos constatar, que em termos de microdureza, os dois grupos que apresentaram as médias mais elevadas de microdureza foram o GO (41,1933 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$) e o GS (40,4700 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$), tendo sido o GF o que apresentou a média inferior (23,2400 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$). O GF apresentou ainda o menor desvio-padrão (1,35978 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$) e o menor erro padrão (0,35109 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$), enquanto o GS apresentou o maior desvio padrão (5,01091 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$) e o maior erro padrão (1,29381 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$). Já para um intervalo de confiança de 95% para a média, o GS possui o maior limite superior (43,2449 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$) e o GF o menor limite inferior (22,4870 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$), sendo que os valores máximo e mínimo obtidos nos testes pertencem também, respetivamente, ao GS (53,45 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$) e GF (21,00 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$).

O gráfico 1 mostra a distribuição da microdureza por grupo. O GS apresentou a mediana de 39,8000 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$ e o desvio padrão de 5,01091 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$; o GT apresentou a mediana de 30,9000 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$ e o desvio padrão de 4,24707 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$; o GF apresentou a mediana de 23,1500 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$ e o desvio padrão de 1,35978 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$; o grupo GO apresentou a mediana de 41,7500 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$ e o desvio padrão de 2,76889 $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$.

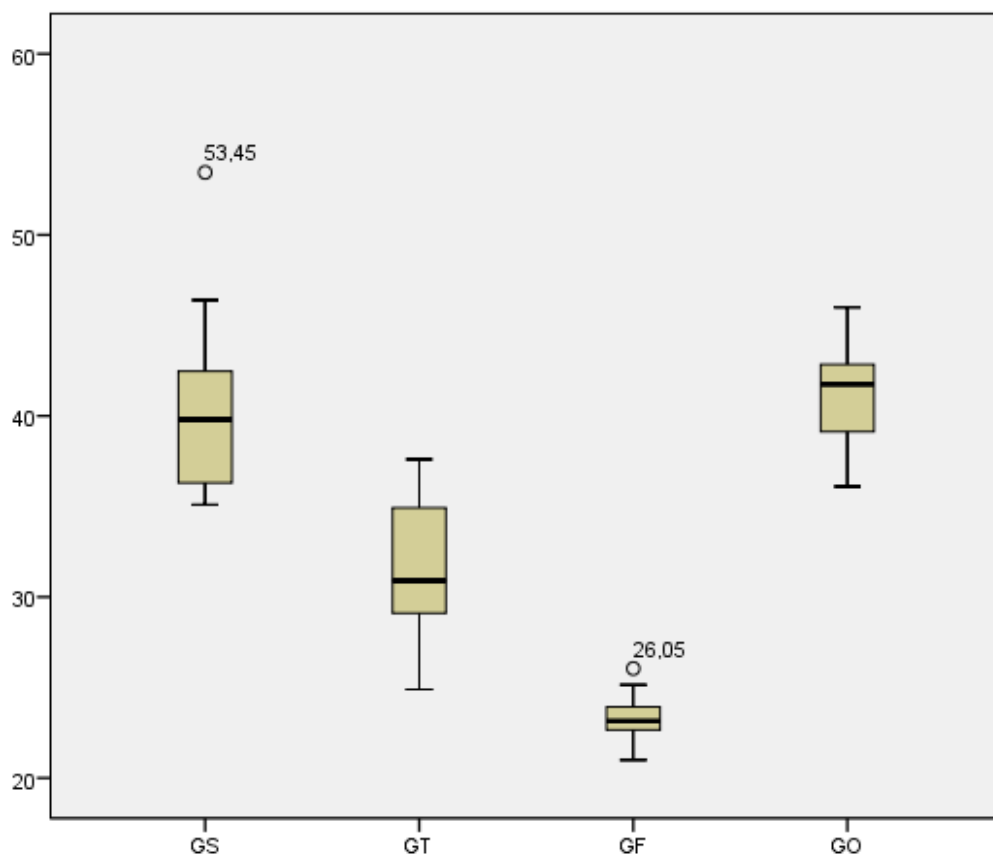


Gráfico 1 – Box-plots da microdureza por grupo (os valores apresentados encontram-se nas unidades de $\text{kgf}\cdot\text{mm}^{-2}$).

Apesar de nos grupos GS e GF existirem dois valores, 53,45 kgf·mm⁻² e 26,05 kgf·mm⁻² respetivamente, que podem ser confundidos como sendo *outliers*, foi verificado através da regra 1,5 (IQR - *Interquartile Range*) que nenhum dos valores corresponde efetivamente a um *outlier*. De facto, em ambos os grupos esses valores são inferiores ao limite superior a partir do qual se considera um valor como *outlier*. No GS o limite superior é 55,05 kgf·mm⁻² e no GF o limite superior é 26,85 kgf·mm⁻², sendo os valores observados inferiores a estes.

A tabela IV diz respeito ao teste que permite considerar se a variável sob estudo numa amostra de pequena dimensão (n<30) segue ou não uma distribuição normal. Podemos observar que todos os grupos seguem uma distribuição normal visto apresentarem significâncias superiores a 0,05 (P>0,05), à exceção do GS que apresenta uma significância de 0,046 (P<0,05), não seguindo assim uma distribuição normal. Não se trata, contudo, de um valor preocupante.

Material	Shapiro-Wilk		
	Estatística	g.l.	Significância
GS	0,879	15	0,046
GT	0,943	15	0,421
GF	0,966	15	0,797
GO	0,959	15	0,677

Tabela IV – Teste de Normalidade (Teste de Shapiro-Wilk).

No que diz respeito à homogeneidade de variâncias, através do teste de *Levene*, constatou-se que as variâncias são diferentes nos quatro grupos, não havendo assim homogeneidade de variâncias, uma vez que a significância associada ao teste foi inferior a 0,05 (P=0,003) (Tabela V).

Estatística de <i>Levene</i>	g.l. 1	g.l. 2	Significância
5,174	3	56	0,003

Tabela V – Homogeneidade de Variâncias (Teste de *Levene*).

Comparando os valores obtidos nos quatro grupos, o teste ANOVA demonstrou a existência de diferenças estatisticamente significativas relativamente à microdureza

dos quatro grupos, já que a significância associada ao teste foi inferior a 0,05 ($P=0,000$), verificando-se também ser o valor de F (81,996) bastante superior ao valor de F crítico (2,76943) (Tabela VI).

	Soma dos Quadrados	g.l.	Média dos Quadrados	F	Significância	F crítico
Entre grupos	3238,600	3	1079,533	81,996	0,000	2.76943
Dentro dos grupos	737,275	56	13,166			
Total	3975,875	59				

Tabela VI – Teste de ANOVA

Através do teste de Tukey HSD podemos testar a diferença entre duas médias de dois grupos numa amostra e, assim, avaliar se existem diferenças estatisticamente significativas através da tabela dos Subconjuntos Homogêneos. Deste modo, grupos no mesmo subconjunto não apresentam diferenças estatisticamente significativas, existindo essas diferenças entre grupos em diferentes subconjuntos. Assim sendo, podemos observar que os dois únicos grupos agrupados no mesmo subconjunto são o GS e o GO, não havendo diferenças estatisticamente significativas apenas entre as médias destes dois grupos ($P=0,947$) (Tabela VII).

Tukey HSD^a

Material	N	Subconjunto para alfa = 0.05		
		1	2	3
GF	15	23,2400		
GT	15		31,4400	
GS	15			40,4700
GO	15			41,1933
Significância		1,000	1,000	0,947

a. Utiliza o Tamanho da Amostra Média Harmónica = 15.000.

Tabela VII – Tabela dos Subconjuntos Homogêneos (Teste de Tukey HSD)

Para determinar a potência do teste ($1-\beta$), não se considerou o $n=60$ usado para simplificar o processo de análise estatística, mas sim o número total de testes efetuados. De facto, uma vez que realizámos dois testes em cada uma das 60 amostras perfizeram-se, nesta experimentação o dobro dos testes, ou seja, considerou-

se um $n=120$. Assim sendo, para uma dimensão amostral de 120 testes efetuados, estando definidos quatro grupos, um fator de correção amostral de 0,40 e um erro α de 0,05, a potência do teste ($1-\beta$) foi de 0,964 (Figura 14).

Test family		Statistical test	
F tests		ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way	
Type of power analysis			
Post hoc: Compute achieved power – given α , sample size, and effect size			
Input Parameters			
Determine =>	Effect size f	0.4	
	α err prob	0.05	
	Total sample size	120	
	Number of groups	4	
Output Parameters			
	Noncentrality parameter λ	19.2000000	
	Critical F	2.6828094	
	Numerator df	3	
	Denominator df	116	
	Power ($1-\beta$ err prob)	0.9643178	

Figura 14 – Potência do teste realizado, recorrendo a análises *post-hoc*.

Discussão

Ao longo dos tempos, a adesão em Ortodontia tem evoluído substancialmente, tendo caído em desuso os cimentos de fosfato de zinco e de policarboxilato de zinco, ao passo que, são cada vez mais frequentemente usados os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina, as resinas compostas modificadas por poliácidos (compómeros) e as resinas compostas.

Os planos de mordida são acessórios colocados para auxiliar o cumprimento de determinados objetivos terapêuticos, sendo assim essencial que apresentem uma microdureza adequada, de modo a resistir às forças mastigatórias e de bloqueio oclusal.

O presente estudo, que pretendeu avaliar a microdureza de quatro materiais através do teste de dureza de *Knoop*, seguiu os parâmetros estabelecidos (PressLoad: 1,96N; Press Time: 10s; Objective: 10x), em 60 anilhas metálicas (n=60). Estas foram divididas em quatro grupos de 15 anilhas cada, tendo em conta o material com que foram preenchidas. Os resultados obtidos revelam, para uma potência de teste de 0,964, que o melhor material em termos de microdureza foi o GO, tendo o GF obtido os piores resultados. Na leitura e compreensão destes resultados, têm que ser tidos em conta diversos fatores, como as propriedades mecânicas de cada um dos materiais, a polimerização dos materiais, as condições em que as amostras estiveram armazenadas e a espessura da camada de materiais colocada no centro da anilha.

Tanto no presente estudo como também noutros, a microdureza foi testada através de indentações aleatórias (14, 17) realizadas no lado oposto à fotopolimerização (20, 30). Já outros estudos (17, 21, 34) que realizaram e compararam os testes dos dois lados demonstraram que os lados fotopolimerizados eram mais duros que os não fotopolimerizados.

Autores	Marca e tipo de material *	Teste	Resultados
Bayindir <i>et al.</i> (17)	SureFil™ (RC)	Teste de Vickers	67,56 kg _f .mm ⁻²
	Hytac™ (CO)		57,87 kg _f .mm ⁻²
	Dyract™ (CO)		43,99 kg _f .mm ⁻²
	Vitremer™ (IVMR)		42,43 kg _f .mm ⁻²
Cefaly <i>et al.</i> (14)	Fuji II LC® (IVMR)	Teste de Knoop	100 kg _f .mm ⁻²
	Vitremer™ (IVMR)		61,05 kg _f .mm ⁻²
	Filtek™ Z250 (RC)		66,95 kg _f .mm ⁻²
Hannig <i>et al.</i> (18)	Tetric EvoCeram® (RC)	Teste de Knoop	61,0 kg _f .mm ⁻²
	Compoglass® (CO)		56,9 kg _f .mm ⁻²
Uysal <i>et al.</i> (22)	Kurasper™ F (RC)	Teste de Vickers	71,91 kg _f .mm ⁻²
	Light-Bond™ (RC)		95,28 kg _f .mm ⁻²
	Transbond™ XT (RC)		55,42 kg _f .mm ⁻²
Silva <i>et al.</i> (39)	Vitremer™ (IVMR)	Teste de Knoop	49,3 kg _f .mm ⁻²
	Fuji II LC® (IVMR)		38,2 kg _f .mm ⁻²
	Freedom (CO)		24,2 kg _f .mm ⁻²
	Fluorofil (CO)		65,2 kg _f .mm ⁻²
Xie <i>et al.</i> (16)	Vitremer™ (IVMR)	Teste de Knoop	66,40 kg _f .mm ⁻²
	Fuji II LC® (IVMR)		84,56 kg _f .mm ⁻²
	Photac™ Fil (IVMR)		63,60 kg _f .mm ⁻²

* RC – Resina Composta; CO – Compómero; IVMR – Ionómero de Vidro Modificado por Resina

Tabela VIII – Resultados de vários estudos a comparar a microdureza de materiais equivalentes aos testados no presente estudo.

Os dois cimentos de ionómero de vidro modificados por resina obtiveram o valor mais elevado (GO) e o valor mais baixo (GF) de microdureza. Este resultado não é consonante com o apresentado por Peutzfeld *et al.* (19), que ordenam a microdureza de materiais à base de resinas de forma decrescente com as resinas compostas no topo, seguidas dos compómeros e dos ionómeros de vidro modificados por resina, tendo-se verificado esta mesma ordenação em outros estudos (17, 18). Contudo, outras investigações sugerem um escalonamento diferente na ordenação observada (14, 39). Silva *et al.* (39), observaram que os dois compómeros testados obtiveram os valores máximo e mínimo, enquanto Cefaly *et al.* (14) observaram que um dos cimentos de ionómero de vidro modificados por resina utilizados obteve o valor

máximo, valor esse bastante superior ao da resina composta usada. Já Uysal *et al.* (22) e Xie *et al.* (16), apenas testaram resinas compostas e cimentos de ionómero de vidro modificados por resina, respetivamente, tendo obtido valores bastante elevados, utilizando, contudo, testes de microdureza diferentes, o teste de *Knoop* e o teste de *Vickers*. As principais diferenças entre os dois testes são facto de o teste de *Knoop* realizar indentações diamantadas em forma de losango com um ângulo longitudinal de 172° e um ângulo transversal de 130°, sendo assim os valores obtidos o resultado de uma longa diagonal nas imagens, enquanto que o teste de *Vickers* realiza indentações diamantadas em forma de quadrado com um ângulo de 136° entre os dois lados opostos, sendo assim os valores obtidos a média de duas diagonais nas imagens (40, 41). Os valores de *Knoop* são, geralmente, inferiores aos valores de *Vickers* (40, 41).

Vários estudos demonstraram que essas diferenças de valores registadas em testes de microdureza podem dever-se a diferenças nos componentes da matriz dos cimentos (16, 31, 37). Os estudos de Anstice *et al.* (31) e Nicholson *et al.* (37) referem que o monómero HEMA (hidroxietil metacrilato) prolonga os tempos de trabalho e de ativação dos cimentos ionómeros de vidro, diminuindo assim a sua resistência a forças compressivas. O HEMA diminui também a solubilidade do ácido poliacrílico, reduzindo a sua disponibilidade para a reação, o que se traduz numa diminuição da reação ácido-base, resultando num material com propriedades físicas inferiores (31). Tais factos podem explicar a diferença de valores registada entre o GO e o GF, uma vez que o GF, que obteve o menor valor, tem na sua composição HEMA (20-25%) e ácido carboxílico polibásico (5-10%).

Com o teste de *Knoop* a eficácia de polimerização pode ser inferida indiretamente, já que existe uma correlação entre as decrescentes taxas no grau de polimerização em função da profundidade, o que se traduz numa diminuição da microdureza (33). O grau de polimerização é influenciado pela concentração de fotoiniciadores, reatividade e peso molecular dos monómeros (32). O estudo de Asmussen *et al.* (32) demonstrou que a molécula TEGDMA (triétileno glicol dimetacrilato) é mais móvel do que outras, como a Bis-GMA, ocorrendo assim uma contração de polimerização mais extensa e mais rápida quando a quantidade de TEGDMA está aumentada. Uma vez que o GO tem na sua composição uma maior quantidade de TEGDMA (5-10%) do que o GS (2,5-10%) e o GT ($\leq 2,5\%$), pode ser essa diferença a

justificação para uma maior microdureza do GO. Outro fator importante a ter em consideração é a potência e o tempo de exposição do fotopolimerizador usado, já que Mobarak *et al.* (36) demonstraram que fotopolimerizadores com maior potência usados durante menores períodos de tempo produzem valores de microdureza semelhantes ou até superiores a fotopolimerizadores de menor potência usados em intervalos de tempo bastante superiores.

Quanto à possível influência do armazenamento em saliva artificial e do processo de envelhecimento sobre a microdureza das amostras, Okada *et al.* (38) no seu estudo demonstraram que após as amostras terem sido armazenadas em saliva humana e numa câmara a 37°C durante 1 hora, não ocorreu qualquer enfraquecimento, tendo-se mesmo verificado um aumento na microdureza de 4 dos 5 materiais testados após 40 dias de armazenamento. Um outro estudo de McKenzie *et al.* (35) demonstrou que a força compressiva de todos os cimentos estudados foi semelhante após o armazenamento em saliva humana, ocorrendo até um aumento significativo a partir dos 6 meses de armazenamento a 37°C.

Quanto à espessura dos materiais no centro das anilhas, no estudo de Roberts *et al.* (15) concluiu-se que cada material deveria ser usado numa determinada espessura, de modo a maximizar o processo de fotopolimerização. A espessura usada neste estudo foi de 1mm em todas as amostras, colocando-se a hipótese de não ter sido atingida a máxima fotopolimerização de todos os materiais, já que Roberts *et al.* (15) demonstraram que os diferentes materiais testados atingiram o máximo grau de polimerização em diferentes espessuras. Assim sendo, na prática clínica importa conhecer as propriedades dos materiais a usar, de modo a tentar respeitar a espessura máxima de material a ser aplicada, para que esta seja polimerizada na totalidade.

Sendo que a questão deste estudo era determinar qual o material que, em termos de microdureza, melhor correspondia às exigências em termos de tratamento ortodôntico, importa perceber quais são os parâmetros de referência que devem ser respeitados e que devem ser levados em conta aquando da aplicação de qualquer um destes materiais como plano de mordida. Em termos de microdureza, são quase inexistentes os estudos que demonstram quais os valores de referência, tanto máximo como mínimo, que devem ser respeitados neste tipo de aplicação clínica. Contudo existem estudos que referem os valores das forças de mastigação e da microdureza do

esmalte (42, 43). Araújo *et al.* (42) determinaram as forças médias de mastigação presentes nas diferentes maloclusões de Angle. As forças médias de mastigação observadas foram: nas normoclusões - 372,2 N (37,95 Kg); nas más-oclusões de Classe I – 342,6 N (34,94 Kg); nas Classes II – 311,6 N (31,77 Kg); e nas Classes III – 265,1 N (27,03 Kg) (42). Deste modo, o melhor material será aquele que apresentar a maior microdureza e que, simultaneamente, não comprometa a integridade estrutural do esmalte, cujo valor de microdureza, na escala de dureza de *Knoop* se situa aproximadamente nos 315 kgf·mm⁻² (43). Assim, o melhor material será o GO, visto que apresenta a maior microdureza dos quatro materiais testados (41,19 kgf·mm⁻²). Visto que por um lado, este valor está ainda muito longe do valor de microdureza do esmalte e por outro lado é superior aos valores apresentados para as forças de mastigação, pode-se afirmar que este será o material que melhor se adequa em termos de microdureza e de resistência mecânica às necessidades inerentes de tratamento. De facto será aquele que irá resistir melhor às forças da mastigação, assim como às forças aplicadas pelos dentes antagonistas, mas sem nunca comprometer a integridade da estrutura de esmalte. Para além de tudo isto, este material apresenta ainda outras vantagens: apresenta coloração diferente do esmalte, o que facilita a sua posterior remoção; liberta flúor; é fotopolimerizável; não necessita de aplicação prévia de ácido e de adesivo no esmalte; trata-se de um material fluido, disposto em seringas, o que facilita a sua manipulação e aplicação.

Conclusões

Tendo em conta as limitações inerentes ao presente estudo *in vitro*, chegou-se às seguintes conclusões:

- A microdureza dos materiais pode ser influenciada pela sua composição, sendo que materiais com maiores quantidades de HEMA apresentarão valores inferiores;
- Materiais com maiores quantidades de TEGDMA apresentarão um maior grau de fotopolimerização.

Assim, podemos concluir que de entre os quatro materiais testados e em função das forças de mastigação produzidas nos diferentes tipos de oclusão, segundo o nosso estudo, o Optiband™ Ultra é aquele que apresenta melhor qualidade de microdureza para ser usado como plano de mordida em Ortodontia.

Referências Bibliográficas

1. Cozza P, Baccetti T, Mucedero M, Pavoni C, Franchi L. Treatment and posttreatment effects of a facial mask combined with a bite-block appliance in Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(3):300-10.
2. Vela-Hernandez A, Lopez-Garcia R, Garcia-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Lasagabaster-Latorre F. Nonsurgical treatment of skeletal anterior open bite in adult patients: Posterior build-ups. *Angle Orthod*. 2016.
3. Albogha MH, Takahashi I, Sawan MN. Early treatment of anterior open bite: Comparison of the vertical and horizontal morphological changes induced by magnetic bite-blocks and adjusted rapid molar intruders. *Korean J Orthod*. 2015;45(1):38-46.
4. al-Sehaibany F, White G. Posterior bite raising effect on the length of the ramus of the mandible in primary anterior crossbite: case report. *J Clin Pediatr Dent*. 1996;21(1):21-6.
5. Ge Y, Liu J, Guo X, Han J. A follow-up study of early interceptive treatment of primary anterior crossbites. *Eur J Orthod*. 2011;33(5):551-7.
6. González CA, Sosa GO. Bilateral posterior telescopic crossbite correction through the use of Goshgarian palatal bar and bite turbos. *Revista Mexicana de Ortodoncia*. 2016;4(2):e109-e16.
7. Clark W. *Twin Block Functional Therapy*: Jaypee Brothers, Medical Publishers Pvt. Limited; 2014.
8. Sehgal V, Chandna A, Saini M. Use of semifixed posterior bite blocks to open a deep bite. *J Clin Orthod*. 2008;42(6):358-60.
9. Singh G. *Textbook of Orthodontics*: Jaypee Brothers, Medical Publishers Pvt. Limited; 2015.
10. Carano A, Leone P, Carano A. Orthodontic finalization strategies in dysfunctional adult patients. *Cranio*. 2001;19(3):195-213.
11. Pisani L, Bonaccorso L, Fastuca R, Spena R, Lombardo L, Caprioglio A. Systematic review for orthodontic and orthopedic treatments for anterior open bite in the mixed dentition. *Prog Orthod*. 2016;17(1):28.
12. Cobourne MT, DiBiase AT. *Handbook of Orthodontics*. Second Edition ed: Elsevier; 2015.

13. Doshi UH, Bhad WA. Spring-loaded bite-blocks for early correction of skeletal open bite associated with thumb sucking. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(1):115-20.
14. Cefaly DF, de Mello LL, Wang L, Lauris JR, D'Alpino PH. Effect of light curing unit on resin-modified glass-ionomer cements: a microhardness assessment. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(3):150-4.
15. Roberts HW, Berzins DW, Charlton DG. Hardness of three resin-modified glass-ionomer restorative materials as a function of depth and time. *J Esthet Restor Dent.* 2009;21(4):262-72.
16. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000;16(2):129-38.
17. Bayindir YZ, Yildiz M. Surface hardness properties of resin-modified glass ionomer cements and polyacid-modified composite resins. *J Contemp Dent Pract.* 2004;5(4):42-9.
18. Hannig C, Duong S, Becker K, Brunner E, Kahler E, Attin T. Effect of bleaching on subsurface micro-hardness of composite and a polyacid modified composite. *Dent Mater.* 2007;23(2):198-203.
19. Peutzfeldt A, Garcia-Godoy F, Asmussen E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *Am J Dent.* 1997;10(1):15-7.
20. Cerveira GP, Berthold TB, Souto AA, Spohr AM, Marchioro EM. Degree of conversion and hardness of an orthodontic resin cured with a light-emitting diode and a quartz-tungsten-halogen light. *Eur J Orthod.* 2010;32(1):83-6.
21. Fugolin AP, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA, Guiraldo RD, Consani S. Influence of irradiance on Knoop hardness, degree of conversion, and polymerization shrinkage of nanofilled and microhybrid composite resins. *Gen Dent.* 2016;64(2):26-31.
22. Uysal T, Basciftci FA, Sener Y, Botsali MS, Demir A. Conventional and high intensity halogen light effects on water sorption and microhardness of orthodontic adhesives. *Angle Orthod.* 2008;78(1):134-9.
23. Rejman DJ, Eliades T, Bradley TG, Eliades G. Polymerization efficiency of glass-ionomer and resin adhesives under molar bands. *Angle Orthod.* 2008;78(3):549-52.
24. Foley T, Aggarwal M, Hatibovic-Kofman S. A comparison of in vitro enamel demineralization potential of 3 orthodontic cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121(5):526-30.

25. Knox J, Chye KY, Durning P. An ex vivo evaluation of resin-modified glass polyalkenoates and polyacid-modified composite resins as orthodontic band cements. *J Orthod.* 2004;31(4):323-8; discussion 01-2.
26. Williams PH, Sherriff M, Ireland AJ. An investigation into the use of two polyacid-modified composite resins (compomers) and a resin-modified glass poly(alkenoate) cement used to retain orthodontic bands. *Eur J Orthod.* 2005;27(3):245-51.
27. Millett DT, Duff S, Morrison L, Cummings A, Gilmour WH. In vitro comparison of orthodontic band cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(1):15-20.
28. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials*. Thirteenth ed. Philadelphia: Mosby Elsevier; 2012.
29. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. Twelfth ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; 2014.
30. Amato PA, Martins RP, dos Santos Cruz CA, Capella MV, Martins LP. Time reduction of light curing: Influence on conversion degree and microhardness of orthodontic composites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;146(1):40-6.
31. Anstice HM, Nicholson JW. Studies in the setting of polyelectrolyte materials. Part II: the effect of organic compounds on a glass poly (alkenoate) cement. *J Mater Sci Mater Med.* 1994;5(5):299-302.
32. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2002;60(3):146-50.
33. Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM. Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108(3):294-301.
34. Kauppi MR, Combe EC. Polymerization of orthodontic adhesives using modern high-intensity visible curing lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(3):316-22.
35. McKenzie MA, Linden RW, Nicholson JW. The physical properties of conventional and resin-modified glass-ionomer dental cements stored in saliva, proprietary acidic beverages, saline and water. *Biomaterials.* 2003;24(22):4063-9.
36. Mobarak E, Elsayad I, Ibrahim M, El-Badrawy W. Effect of LED light-curing on the relative hardness of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent.* 2009;34(1):65-71.
37. Nicholson JW, Anstice HM. The physical chemistry of light-curable glass-ionomers. *J Mater Sci Mater Med.* 1994;5(3):119-22.

38. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dent Mater*. 2001;17(1):34-9.
39. Silva KG, Pedrini D, Delbem AC, Cannon M. Microhardness and fluoride release of restorative materials in different storage media. *Braz Dent J*. 2007;18(4):309-13.
40. Chicot D, Mercier D, Roudet F, Silva K, Staia MH, Lesage J. Comparison of instrumented Knoop and Vickers hardness measurements on various soft materials and hard ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*. 2007;27(4):1905-11.
41. Gong J, Wang J, Guan Z. A comparison between Knoop and Vickers hardness of silicon nitride ceramics. *Materials Letters*. 2002;56(6):941-4.
42. Araújo SCCS, Vieira MM, Gasparotto CA, Bommarito S. Análise da força de mordida nos diferentes tipos de maloclusões dentárias, segundo Angle. *Rev CEFAC*. 2014;16(5):1567-78.
43. Mondelli RFL, Gabriel TRCG, Rizzante FAP, Magalhaes AC, Bombonatti JFS, Ishikiriyama SK. Do different bleaching protocols affect the enamel microhardness? *Eur J Dent*. 2015;9(1):25-30.

Anexos

Exm^o Senhor

Estudante **Pedro Miguel Lapa Dias**

000027

Curso de Mestrado Integrado em Medicina Dentária da
Faculdade de Medicina Dentária da U. Porto

10-01-2017

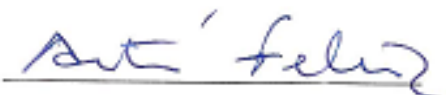
(CC à Orientadora Prof. Doutora Maria João Ponces)

Assunto: - Análise do Projeto de Investigação, do Estudante Pedro Miguel Lapa Dias, intitulado: "Planos de mordida: a análise da microdureza de três tipos de materiais diferentes utilizados em ortodontia", a realizar no âmbito da UC "Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica" do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina Dentária da U. Porto, orientado pela Senhora Professora Doutora Maria João Ponces.

Informo V. Exa. que o projeto supra citado foi:

- **Aprovado**, na reunião da Comissão de Ética do dia 9 de janeiro de 2017.

Com os melhores cumprimentos,
O Presidente da Comissão de Ética



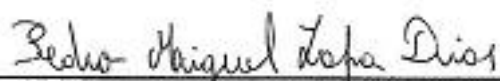
António Felino
(Professor Catedrático)

DECLARAÇÃO

Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica

Declaro que o presente trabalho, no âmbito da Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica, integrado no MIMD, da FMDUP, é da minha autoria e todas as fontes foram devidamente referenciadas.

Porto, 24 de Maio de 2017



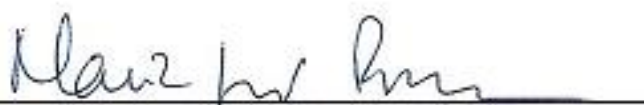
Pedro Miguel Lapa Dias
(O investigador)

PARECER

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pelo Estudante Pedro Miguel Lapa Dias com o título: **“Planos de mordida: a análise da microdureza de três tipos de materiais diferentes utilizados em ortodontia”**, que está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

Porto, 24 de Maio de 2017

A Orientadora



Maria João Ponces
(Professora Auxiliar na FMDUP)

